

## **ПРИБОРОСТРОЕНИЕ, СРЕДСТВА И СИСТЕМА АВТОМАТИЗАЦИИ**

УДК 681.326 (075.8)

### **ОБ ОСОБЕННОСТЯХ РАСПОЗНАВАНИЯ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ШУМОВ**

*Д.М. Ханеев*

Исследование дыхательной системы путем выслушивания дыхательных шумов (ДШ) относится к неинвазивным методам, что позволяет широко применять его в различных массовых обследованиях, а также на начальных этапах исследования пациента.

Эффективность данного метода существенно повысится при использовании электронных стетоскопов с программными средствами автоматического распознавания принадлежности образцов ДШ к классу нормы или к отдельным классам патологий.

Одним из основных требований к системе автоматической классификации и распознавания должно стать требование инвариантности алгоритмов к характеристикам канала регистрации ДШ, что позволит использовать ее с различными типами электронных стетоскопов.

Подобные системы на основе искусственных нейронных сетей (ИНС) зависят от свойств объектов выборки (ОВ), а свойства последних, в свою очередь, зависят от характеристик канала регистрации. Следовательно, для разработки средств автоматического анализа ДШ на основе нейросетевых классификаторов, необходимо выяснить степень влияния особенностей образцов ДШ, полученных с различных каналов регистрации, на успешность распознавания.

В статье рассматриваются результаты экспериментов по исследованию влияния технических характеристик канала записи на результаты классификации, которые проведены в Тверском государственном техническом университете. В экспериментах приняли участие юноши в возрасте от 18 до 20 лет с отсутствием явных нарушений в работе органов дыхания, среднего телосложения.

Канал регистрации ДШ состоит из датчика, который улавливает звуковые колебания, усилителя, фильтра низких частот и записывающего устройства. Качество сигнала во многом определяется техническими характеристиками датчика, в качестве которого могут использоваться конденсаторные, электретные и пьезоэлектрические (акселерометры) микрофоны [1, 2]. Сигнал, полученный с датчика, перед подачей на записывающее устройство усиливается до определенного уровня и оцифровывается.

При проведении экспериментов для регистрации образцов дыхательных шумов использовались 2 канала регистрации: электронный

стетоскоп m1 – стетоскоп фирмы Littmann, модель 4100WS и m2 – устройство для регистрации ДШ авторской разработки [3].

Принципиальная схема устройства m1 представлена на рис. 1. Сигнал, полученный с датчика, усиливается, оцифровывается (АЦП), затем подается на микропроцессор, который может производить сохранение оцифрованного сигнала, его воспроизведение, а так же передачу оцифрованного сигнала посредством инфракрасного (ИК) интерфейса. Записи образцов со стетоскопа получены в оцифрованном виде через ИК-порт устройства.

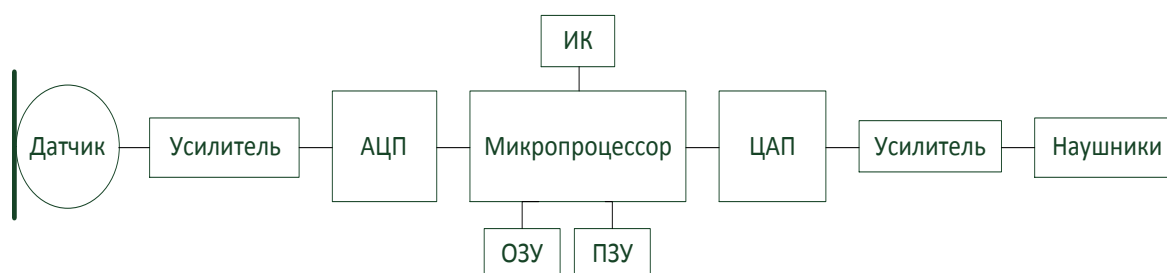


Рис. 1. Принципиальная схема электронного стетоскопа m1

Схема устройства m2 (рис. 2) включает акустоэлектрический преобразователь 1, выполненный в виде электретного микрофона, выход 2 которого соединен кабелем 3 с входом 4 звуковой платы 5 персонального компьютера 6. Выход 7 звуковой платы подключен к электроакустическому преобразователю 8. Акустоэлектрический преобразователь 1 закреплен во внутренней полости 9 головки фонендоскопа 10, которая вмонтирована в днище 11 цилиндрической камеры 12 так, что ее мембрана 13 расположена в плоскости 14 днища. Цилиндрическая камера помимо днища снабжена крышкой 15, в центре которой образовано отверстие 16. Кабель пропущен через это отверстие и закреплен в нем эпоксидным компаундом 17. За цилиндрической камерой расположен электронный усилитель 18, который включен между выходом акустоэлектрического преобразователя и входом звуковой платы. Размещение акустоэлектрического преобразователя внутри стетоскопической головки позволяет упростить регистрацию дыхательных шумов от места возникновения (грудной клетки, спины и гортани) и снизить влияние посторонних (внешних) шумов при регистрации [3].

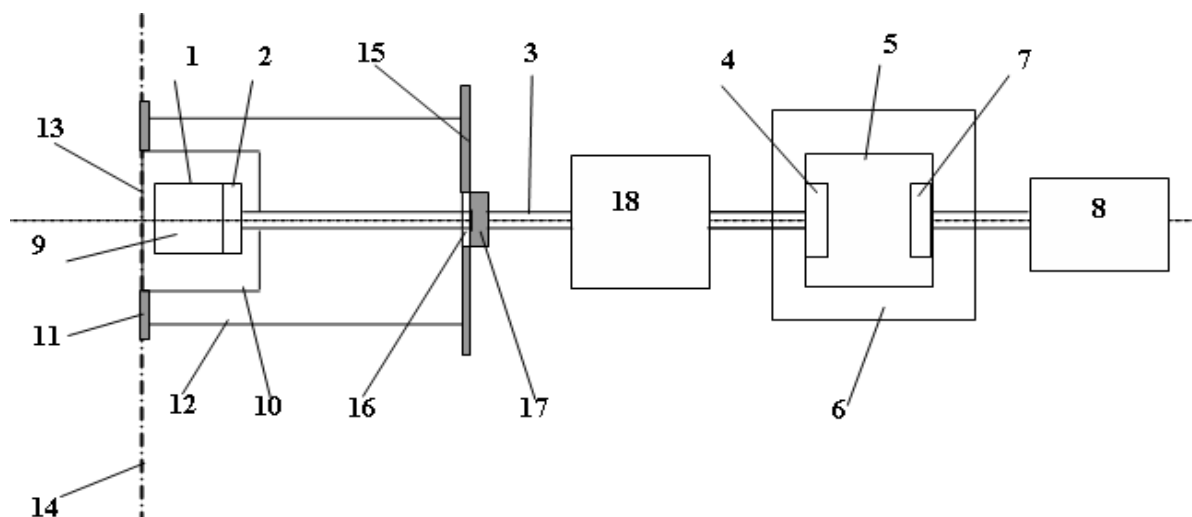


Рис. 2. Устройство регистрации и анализа ДШ m2

Общая методика формирования образцов дыхательных шумов включает следующие этапы: локализация точки регистрации, запись, предварительная обработка сигнала, графическое представление сигнала, оценка классификационных признаков и классификация (распознавание) [4, 5].

В качестве признаков были выбраны спектральные характеристики образцов ДШ, рассчитанные с помощью быстрого преобразования Фурье [4, 5]. Спектральные характеристики представляются в виде множества векторов  $X = \{x_1, x_2 \dots x_i \dots x_m\}$ , где  $x_i$  – ордината спектра на частоте  $f_i = \Delta x \cdot i$ . Частота дискретизации записей ДШ  $f_x$  установлена в 11 025 Гц, было использовано окно преобразования Хемминга  $FW = 1\,024$ , границы частотного диапазона от 0 до 5 500 Гц, соответственно размерность признакового пространства составила 511 признаков [6].

Ненормализованные спектральные характеристики двух объектов выборки с разных каналов, полученных с одной точки одного человека (устройство m1 и m2), приведены на рис. 3. Видно, что в диапазоне от 100 до 1 100 Гц сигнал в измерительном канале m1 слабее, чем в канале m2.

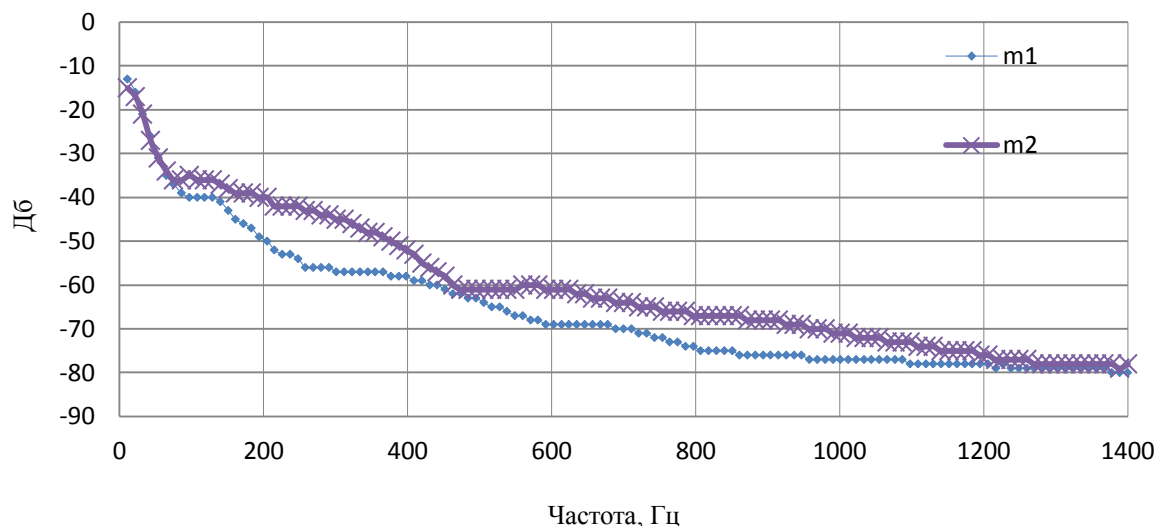


Рис. 3. Ненормализованные значения

После нормализации ординат спектра, различия между каналами m1 и m2 наблюдаются только в диапазонах частот 200–400 Гц и 800–1 000 Гц (рис. 4). Нормализация необходима потому, что исходные значения признаков могут изменяться в очень большом диапазоне и работа аналитических моделей (нейронных сетей) с такими данными может оказаться некорректной.

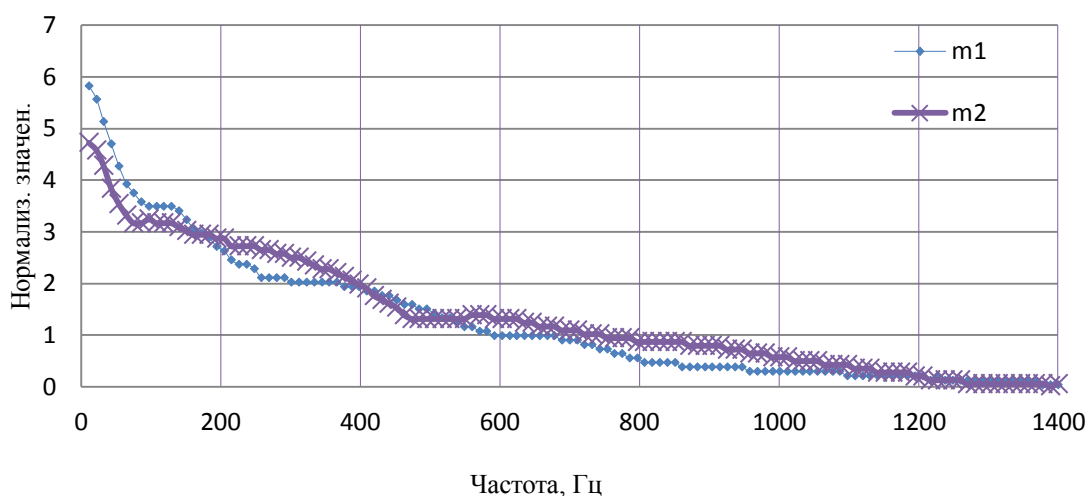


Рис. 4. Нормализованные значения

У каждого обследуемого проведена регистрация дыхательных шумов в трех точках корпуса, которые выделены в соответствии с принятыми методиками аускультации. К выбору места регистрации дыхательных шумов существуют различные подходы, что связано с целями исследования [7, 8].

В каждой точке последовательно регистрировалось два образца ДШ: сначала устройством m1, потом – m2. Для каждого устройства были установлены параметры записи, приведенные в табл. 1.

Таблица 1. Параметры записи

Параметр	Littmann (m1)	пат. 66174 (m2)
Частота дискретизации, Гц	8000	44100
Разрешение, бит	16	16
Продолжительность, сек	8	8

Частота дискретизации всех записей была конвертирована в 11 025 Гц.

Полученные записи ДШ легли в основу экспериментальной выборки, ассоциированной с классом «норма».

Исследование выборок, полученных с разных каналов, выполнялось с использованием нейросетевого алгоритма классификации, описанного в работе [6]. Классификатор построен на основе нейронной сети Кохонена с использованием элементов теории нечетких множеств.

ИНС обучена на выборке, включающей образцы, полученные с помощью устройства m2, которая содержит примеры спектров нормы и различных патологий. Объем выборки 148 образцов. Тестовая выборка (ТВ) содержала объекты со спектрами нормы, успешность распознавания оценивалась по количеству нераспознанных и неверно распознанных объектов тестовой выборки.

Результаты работы ИНС при различных условиях показаны в табл. 2. При настройке ИНС на выделение двух классов («норма» и «патология») получены довольно хорошие результаты. ИНС, настроенная на четкую дифференциацию патологий, заключающуюся в распознавании классов «бронхит», «пневмония», «астма» (выделенных экспериментально в клинических условиях у пациентов на разных стадиях заболевания), дает менее достоверные результаты. При добавлении в обучающую выборку ИНС, настроенную на четкую дифференциацию патологий, девяти образцов Littmann (m1), результаты распознавания объектов, полученных с данного канала, улучшились.

Таблица 2. Результаты работы ИНС

Устройство регистрации	Кол-во объектов ТВ класса «норма»	Кол-во неверно распознанных объектов	Успешность
ИНС, настроенная на выделение двух классов («норма» и «патология»)			
m1	62	9	86%
m2	62	1	99%
ИНС, настроенная на четкую дифференциацию патологий			
m1	62	29	54%
m2	62	14	78%

ИНС, настроенная на четкую дифференциацию патологий с 9 образцами Littmann			
m1	62	20	67%
m2	62	14	78%

Проведенные исследования показывают, что ИНС, настроенная на выделение двух классов («норма» и «патология») дает хорошие результаты при работе с различными каналами регистрации.

Даже если обучающая выборка (ОВ) не содержала ни одного объекта, полученного с помощью другого измерительного канала, указанные объекты вполне удачно распознаются классификатором. Однако достоверность распознавания объектов, которые представлены в ОВ, будет всегда больше.

Если в ОВ добавить объекты, полученные другим измерительным каналом, то количество правильно распознанных объектов этого канала значительно увеличится. В этом может крыться и негативная сторона: если разнообразить ОВ слишком большим числом объектов, полученных с помощью разных каналов, то возможно ИНС будет обучена слишком обобщенно, и показатели распознаваемости для объектов всех измерительных каналов упадут.

Проведены также эксперименты с компактными выборками объектов, описываемыми интегральными признаками. Каждый признак оценивался на одном из трех интервалов частот, что позволило описать каждый объект тремя значениями [9]. После обучения ИНС на компактной выборке количество ошибок при распознавании тестовых примеров увеличилось на 34%. Тем не менее полученный результат подтверждает возможность применения компактных описаний образцов ДШ для решения задач распознавания класса.

Исследуемый классификатор обладает следующими достоинствами:  
обеспечивает результаты распознавания образцов ДШ на классы «норма» и «патология» с ошибкой от 1 до 14%;

позволяет работать с выборками, полученными с помощью различных электронных стетоскопов.

В работе классификатора выявлен ряд недостатков:

большое число настроечных коэффициентов (минимальное совпадение объектов, минимальное преимущество нейрона-победителя, минимальное совпадение объектов при классификации, минимальное преимущество нейрона-победителя при классификации, порог допустимого отклонения значения признака, минимальное число объектов, образующих класс, объекты на границе классов образуют класс), которые подбираются исключительно эмпирическим путем;

отсутствует возможность изменения набора признаков путем выделения отдельных интервалов частот спектра.

Заключение:

1. Выборки, полученные с помощью разных измерительных каналов, можно объединять и использовать в качестве обучающих.
2. ИНС, обученная на выборке, полученной с одного измерительного канала, может так же успешно распознавать объекты, полученные с других измерительных каналов, отличных от исходного.
3. Использование вместо ординат спектра их линейных комбинаций при расчете признаков не сказывается существенно на результатах классификации, что говорит о возможности применения компактных описаний образцов ДШ.

Библиографический список

1. Kraman, S.S. Biomed. Instrum. Technol. / S.S. Kraman, G.R. Wodicka, H. Kiyokawa, H. Pasterkamp // Biomed. Instrum. Technol., 2002, Vol. 36, No. 3. P. 177–182.
2. Pasterkamp, H. Am.Journal Respir. Crit.Care Med. / H. Pasterkamp, S.S. Kraman, G.R. Wodicka // Am.Journal Respir. Crit.Care Med. 1997, Vol. 156. P. 974–987.
3. Пат. 66174 Российская Федерация: МПК А61В 5/08. Устройство регистрации и анализ дыхательных шумов. Филатова Н.Н., Аль-Нажжар Н.; заявитель и патентообладатель ГОУФПО Тверской гос. техн. у-нт. №2007113453/22; заявл. 10.04.2010; опубл. 10.09.2010.
4. Геппе, Н.А. Бронхофонография в комплексной диагностике бронхиальной астмы у детей / Н.А. Геппе [и др.] // Пульмонология, 2002. № 5, С. 33–39.
5. Кулаков, Ю.В. Возможности комбинированной бронхофонографии в диагностике пневмоний / Ю.В. Кулаков, И.Ю. Малышенко, В.И. Коренбаум // Пульмонология, 2002. № 5, С. 29–32.
6. Спиридонов, А.В. Нейросетевой алгоритм и модели нечеткой логики для задачи классификации / А.В. Спиридонов, Н.Н. Филатова. // Программные продукты и системы. 2008, № 4. Тверь: НИИ Центрпрограммсистем, С. 50–51.
7. Sun, X. Technol. Health.Care / X. Sun, B.M. Cheetham, J.E. Earis // Technol. Health.Care, 1998. Vol. 6, P. 3–10.
8. Wilkins, R.L. Chest / Wilkins R.L., Dexter J.R., Smith J.R. // Chest, 1984, Vol. 85, P. 523-525.
9. Ханеев, Д.М. Об одном способе построения описаний дыхательных шумов / Д.М. Ханеев, Н.Н. Филатова // Сборник трудов конференции БИОМЕДСИСТЕМЫ 2010: Материалы конференции Ч. 1. Рязань: РГРТУ, С. 333–336.